

DOI: 10.15825/1995-1191-2014-3-76-84

МЕХАНИЧЕСКАЯ ПОДДЕРЖКА КРОВООБРАЩЕНИЯ: ПРОБЛЕМЫ, РЕШЕНИЯ И НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

Иткин Г.П.

ФГБУ «Федеральный научный центр трансплантологии и искусственных органов
им. ак. В.И. Шумакова» Минздрава РФ, Москва, Российская Федерация

Статья выносит на обсуждение основные проблемы, стоящие на пути развития технологии механической поддержки кровообращения (МПК). Приводится краткий исторический обзор развития данной технологии в нашей стране. Дана классификация систем МПК по медицинским показаниям и рассматриваются методы и средства для кратковременной и длительной терапии с помощью систем МПК. Рассмотрены основные направления развития методов МПК. На примере собственного опыта представлены методы проектирования и исследования систем МПК.

Ключевые слова: искусственное сердце, трансплантация сердца, застойная сердечная недостаточность, механическая поддержка кровообращения, вспомогательное кровообращение, пульсирующие и неппульсирующие насосы, имплантируемый осевой насос.

MECHANICAL CIRCULATORY SUPPORT: PROBLEMS, SOLUTIONS AND NEW DIRECTIONS

Itkin G.P.

V.I. Shumakov Federal Research Center of Transplantology and Artificial Organs of the Ministry
of Healthcare of the Russian Federation, Moscow, Russian Federation

The article brings up for the discussion main problems standing in the way of development of the mechanical circulatory support (MCS) technology. We give a short historical overview of the development of this technology in our country. Classification of MCS systems for medical indications is given; methods and techniques for short-term and long-term therapy with MCS systems are considered. Main directions of the development of MCS methods are discussed. Using the example of personal experience the methods of design and research of MCS systems are investigated.

Key words: artificial heart, heart transplantation, severe heart failure, mechanical circulation support, assisted circulation, pulsatile and non-pulsatile pumps, implantable axial flow pump.

После успешных разработок в области создания и клинического применения аппаратов искусственного кровообращения, используемых в операциях на открытом сердце для кратковременной замены сердца и легких, в 50–60 гг. прошлого столетия появилась идея частичной и полной механической замены сердца. С тех пор многие медицинские и технические достижения подтвердили реальную возможность данного проекта: имплантация искусственных клапанов, разработка и широкое использование имплантируемых кардиостимуляторов, успешное внедрение диализаторов для механической замены функции почки и достижения в области пересадки почки, сердца, печени. Проблемы отторжения и нехватка донорских органов определили необходимость разработки механических аналогов сердца. Именно идея создания искусственного сердца, впервые выдвинутая и реализованная в 30-е годы российским экспериментатором Демихо-

вым, в эти годы привлекала внимание медико-технического сообщества, поверившего в реальность данной задачи. В 60-е годы на фоне достижений в области инженерных технологий, стимулируемых развитием космической программы, в США началась реализация программы создания искусственного сердца.

В 70-е годы появилась совместная советско-американская межправительственная программа, которая связывала два ярчайших направления науки и техники – космос (первые полеты космической станции «Союз-Аполлон») и искусственное сердце (ИС). Координатором советско-американской программы сотрудничества в области создания искусственного сердца с советской стороны был проф. В.И. Шумаков, а с американской – известнейший кардиохирург д-р М. ДеБейки (рис. 1). Данная программа предусматривала обмен достижениями в области создания искусственного сердца (1973 г.).



Рис. 1. Подписание программы советско-американского сотрудничества в области создания искусственного сердца

В процессе сотрудничества был проведен обмен моделями ИС и системами управления. Стороны активно сотрудничали в области стандартизации гидродинамических исследований насосов, создания биосовместимых материалов.

Разработка ИС и систем поддержки кровообращения в нашей стране началась в апреле 1966 г., когда по инициативе министра здравоохранения акад. РАН Б.В. Петровского в НИИ клинической и экспериментальной хирургии была создана лаборатория искусственного сердца и вспомогательного кровообращения под руководством проф. В.И. Шумакова. В 1975 г. была принята пятилетняя Государственная программа «Искусственное сердце», положившая начало интенсивному развитию проблемы в нашей стране при участии ведущих предприятий оборонного комплекса страны. В данный период отечественные разработки вышли на мировой уровень, особенно это касалось разработки совершенной модели ИС «Поиск-10М» (рис. 2).

В период с 1981-го по 1984 г. в НИИ трансплантологии и искусственных органов (НИИТиО) было проведено 45 имплантаций ИС «Поиск-10М» телятам. Выживаемость составляла от 10 до 102 дней, в среднем – 43 дня. В 1982 г. теленок Олимп прожил 102 дня (в этом же году в США было впервые имплантировано ИС Барни Кларку).

В период с 1987-го по 1991 г. было проведено 17 имплантаций ИС «Поиск-10М» в клинике, из

них 13 имплантаций в НИИТиО (рис. 3) и 4 имплантации в Польше (Кардиохирургический центр г. Забже). Четверем больным было впоследствии пересажено донорское сердце (операция двухэтапной трансплантации).

С 1993 г. в силу экономических причин дальнейшая разработка систем механической поддержки кровообращения в России была приостановлена, в то время как в мировой практике данные работы интенсивно продолжались при поддержке государственных программ (США, Япония, Германия, Австрия, Польша). Результатом этих работ стало широкое клиническое использование механических насосов для лечения больных с тяжелыми формами сердечной недостаточности (ТФСН). Необходимость использования систем МПК определяется крайне высокой летальностью данной группы больных, несмотря на достижения современной медикаментозной терапии. В частности, в США ежегодно погибают более 55 000 больных, и только 2000 больных могут быть спасены с помощью операции трансплантации сердца, в основном из-за дефицита донорских органов. Прямые и не прямые расходы на лечение данных больных в 2008 г. составляли 34,8 млн долл. и, по предварительным оценкам, увеличатся в 2015 г. до 44,9 млн долл. [1]. В России летальность больных значительно выше и составляет ежегодно приблизительно 110 000, что связано с недостаточно развитой системой оказания медицинской помощи таким больным [2].

В настоящее время основные технологии лечения ТФСН основаны:

– на медикаментозной терапии (МТ);

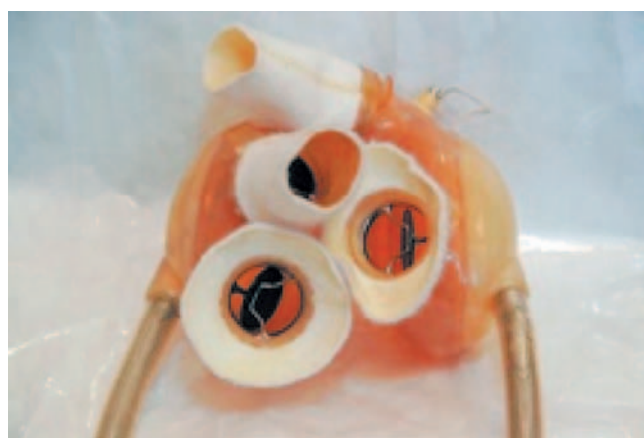


Рис. 2. Искусственное сердце «Поиск-10М»

Иткин Георгий Пинкусович – д. б. н., профессор, зав. лабораторией биотехнических систем ФГБУ «Федеральный научный центр трансплантологии и искусственных органов им. акад. В.И. Шумакова» Минздрава РФ, Москва, Российская Федерация.

Для корреспонденции: Иткин Георгий Пинкусович. Адрес: 123182, Москва, ул. Щукинская, д. 1.
Тел.: 8 (499) 190-60-34, 8 (916) 129-78-33. E-mail: georgeitkin@mail.ru.

Itkin Georgy Pinkusovich – Head of Biotechnical systems laboratory of V.I. Shumakov Federal Research Center of Transplantology and Artificial Organs, Moscow, Russian Federation.

For correspondence: *Itkin Georgy Pinkusovich*. Address: 1, Schukinskaya Str., Moscow, 123182, Russian Federation.
Tel.: 8 (499) 190-60-34, 8 (916) 129-78-33. E-mail: georgeitkin@mail.ru.

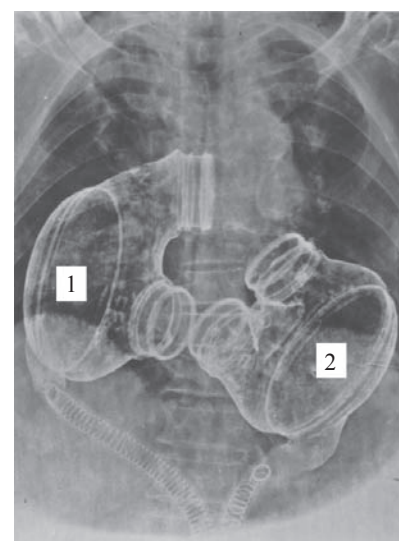


Рис. 3. Первый пациент с искусственным сердцем «Поиск-10М» (1988 г.): 1 – правый желудочек; 2 – левый желудочек

- ресинхронизирующей сердечной терапии (РСТ);
- трансплантации сердца (ТС);
- механической поддержке кровообращения (МПК).

При МТ и РСТ прогноз летальности для пациентов NYHA Class III в первый год составляет 15% и для пациентов NYHA Class IV 28% [3]. ТС сердца является «золотым стандартом» лечения больных ТФСН, однако ее эффективность ограничена влиянием множества факторов (предыдущие операции на сердце, состояние органной функции, возраст пациентов и, как указывалось, дефицит донорских органов).

Развитие программы создания ИС нашло продолжение в разработке систем вспомогательного кровообращения (ВК), обеспечивающих сохранение собственного сердца. При этом спектр разрабатываемых систем МПК охватывал более широкий контингент больных ТФСН, включая urgentные и хронические формы застойной сердечной недостаточности. Все это стимулировало разработку систем МПК как для временной поддержки кровообращения (восстановительная терапия), так и для длительной, постоянной имплантации насосов.

КЛАССИФИКАЦИЯ СИСТЕМ МПК ПО МЕДИЦИНСКИМ ПОКАЗАНИЯМ

Системы МПК используются у трех категорий пациентов [4].

К первой группе относятся пациенты, которых после проведения операции на открытом сердце невозможно отключить от аппарата искусственного кровообращения (ИК) (2–8% пациентов). Длительность такой поддержки составляет от нескольких дней до нескольких недель.

Ко второй группе относятся пациенты с острым поражением сердечной мышцы (инфаркт миокарда, острый миокардит и др.). В этом случае для преодоления периода возникшей критической сердечной недостаточности (СН) необходима временная гемодинамическая поддержка. Вероятность восстановления нормальной деятельности сердца через определенный период времени в сочетании с интенсивной медикаментозной терапией достаточно высока [5].

К третьей группе относятся пациенты с хроническими тяжелыми формами сердечной недостаточности.

Последняя группа предусматривает разные подходы при определении стратегии использования МПК:

- двухэтапная трансплантация сердца (ДТС);
- обратное ремоделирование сердца с восстановлением сократительной способности миокарда;
- имплантация насосов на постоянной основе (DT – destination therapy) пациентам, которым по ряду причин ТС не показана (возраст, сопутствующие заболевания, предшествующая хирургия и др.)

В соответствии с данной классификацией разрабатывались методы и требования к системам для кратковременной МПК (от нескольких дней до месяца – пациенты первой и второй группы, хотя имеются варианты использования кратковременной МПК для внеплановой ТС) и методы и требования длительной МПК – пациенты третьей группы.

В табл. 1 представлены основные методы и средства для кратковременной МПК.

Таблица 1

Методы и средства кратковременной МПК

Наименование метода	Преимущества	Недостатки
Внутриаортальная баллонная контрпульсация (ВАБК)	Простота хирургической операции. Увеличивает коронарный кровоток. Относительно низкая цена ВАБК (65 000 руб.)	Трудность использования при поражении артерий нижних конечностей. Относительно мало изменяет системный кровоток; длительность применения ограничена (до 7–10 дней).
Внутриаортальный левожелудочковый обход (ЛЖО) с помощью осевого насоса Impella	Простота хирургической операции. Увеличивает системный кровоток.	Трудность использования при поражении артерий нижних конечностей; длительность применения ограничена (до 5–7 дней). Относительно высокая цена (100 тыс. руб.)
Экстракорпоральная мембранная оксигенация крови (ЭКМО)	Увеличивает системный кровоток. Может использоваться при дыхательной недостаточности.	Длительность применения ограничена. Относительно высокая цена одноразовой части (100–150 тыс. руб.)
Экстракорпоральный ЛЖО* (Biopump, Rotoflow, Levitronix)	Увеличивает системный кровоток. Длительность использования модели Levitronix до одного месяца.	Относительно высокая цена модели Levitronix (от 150 тыс. до 1,2 млн руб.)

Примечание. * – в табл. не включены ИЖС с пневмоприводом.

ОСНОВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ПРИМЕНЕНИЯ ДЛИТЕЛЬНОЙ МПК

Двухэтапная трансплантация сердца

Длительная МПК предназначена для применения у больных, находящихся в листе ожидания, состояние которых ухудшается и которым не может быть произведена ТС из-за отсутствия подходящего донорского органа. В этом случае МПК является единственным способом продления жизни. Спектр используемых средств МПК для двухэтапной трансплантации сердца достаточно широк – начиная от имплантации ИС, бивентрикулярного обхода (БВО), левожелудочкового обхода и кончая подключением системы экстракорпоральной мембранной оксигенации. Длительность применения данных технологий зависит от выбранного метода МПК.

В частности, ЛЖО с помощью имплантируемых или паракорпоральных насосов предусматривает длительное подключение систем (от месяца до нескольких лет). Преимуществом таких систем является возможность для пациента покинуть клинику и вести относительно активный образ жизни. Недостаток – относительно высокая стоимость аппаратов.

Соответственно, экстракорпоральные системы искусственных желудочков сердца (ИЖС) или ЛЖО и система ЭКМО подключаются относительно кратковременно (от нескольких суток до одного месяца), и такие пациенты до ТС находятся в реанимационном отделении. Преимущество таких систем в более низкой стоимости.

Применение ИС для ДТС вышло на уровень приблизительно 100 имплантаций в год, что соответствует 3–4% от использования систем длительного ЛЖО [6].

Системы бивентрикулярного обхода (БВО) применяются в 20–30% использования ИС. Перед имплантацией ЛЖО пациенту определяется вероятность развития правожелудочковой недостаточности (ПН). И при высоких рисках ПН производят, как правило, временное подключение системы правожелудочкового обхода (ПЖО) одновременно с имплантацией ЛЖО, что значительно снижает летальность данной группы пациентов [7]. Выбор стратегии кратковременного подключения ПЖО основан на относительно быстрой, в течение 1–2 недель, компенсации ПН и предусматривает последующее удаление ПЖО. Тем не менее работы по длительной постановке БВО развиваются как вариант ИС, при котором восстанавливается собственный миокард.

Восстановление миокарда

При длительном ЛЖО в среднем в 5–10% случаев наблюдается восстановление сократительной способности миокарда (ВССМ) [8]. Е. Birks с соавт. [9] с 2008-го по 2012 г. провели исследование ВССМ у 23 пациентов с дилатационной кардиомиопатией с применением имплантированных систем ЛЖО в сочетании с агрессивной медикаментозной терапией, которая может быть использована на фоне работающего насоса, и соответствующим ежемесячным мониторингом пациентов. После экплантации насосов 60–70% пациентов с использованием данной технологии перешли из NYHA Class IV в NYHA Class I или произошло полное ВССМ. Результаты обратного ремоделирования миокарда подтвердились при длительном наблюдении пациентов после экплантации насосов (до 3–5 лет). Несмотря на успехи, полученные при использовании данной технологии, дальнейшие исследования

этого феномена не проводились. Возможно, это связано с необходимостью больших финансовых ресурсов для реализации данной технологии. Следует отметить, что ВССМ происходит при остро развившихся формах сердечной недостаточности, рефрактерной к инотропной терапии. Кратковременная МПК для таких больных не только обеспечивает эффективную поддержку кровообращения и стабилизирует гемодинамику, но и останавливает развитие необратимой органной недостаточности. Длительность МПК в подобных случаях обычно меньше месяца. При этом применяются самые разнообразные методы кратковременной МПК, представленные в табл. 1.

Имплантация насосов на постоянной основе (DT – destination therap)

Имплантация систем МПК на постоянной, длительной основе – относительно новое направление в лечении больных, которым по ряду причин отказано в ТС. Данное направление получило свое развитие в связи с повышением надежности и ресурса новых систем длительной МПК. В настоящее время частота использования технологии DT в странах Европы и США сопоставима и имеет тенденцию к повышению. Следует отметить, что примерно 10% пациентам из данной группы была произведена ТС [10]. Основные компоненты длительной имплантируемой МПК, от которых зависит эффективность и надежность работы систем, включают в себя: насос, блок энергоснабжения и управления, входные канюли, сосудистые протезы и чрескожный кабель.

В табл. 2 приведены сравнительные данные основных насосов, применяемых для длитель-

ной МПК – главных элементов, определяющих эксплуатационные характеристики всей системы.

Пульсирующие имплантируемые насосы из-за больших внешних габаритов для имплантации требуют формирования относительно большой полости, что увеличивает площадь контакта чужеродной поверхности с окружающими тканями и повышает вероятность инфекции. Кроме того, вероятность инфекции повышается из-за большого диаметра чрескожного кабеля (6–10 мм) (по статистике 0,9 случая инфекций/пациента в год). Для снижения гидравлических потерь диаметр выходного сосудистого протеза обычно > 20 мм, что приводит к повышенному риску образования в нем тромбов. Непульсирующие насосы для имплантации требуют формирования относительно небольшой полости, и чрескожный кабель большинства таких насосов не превышает в диаметре 3–4 мм (по статистике 0,48 случая/пациента в год) [10]. Статистика Intermacs (Interagency Registry for mechanical assisted circulation Support), основанная на анализе результатов применения МПК в 158 госпиталях США, свидетельствует, что в 2013 г. было имплантировано 2365 систем МПК, из них 96% непульсирующих, 3,5% пульсирующих систем и 0,5% ИС.

Развитие методов МПК осуществляется по пяти основным направлениям.

1. Разработка показаний для проведения терапии с помощью устройств МПК (степень и форма сердечной недостаточности; изолированная или бивентрикулярная СН; зависимость от инотропной терапии; возраст больного; сопутствующие заболевания; история предыдущих операций на сердце и сосудах).

Таблица 2

Основные насосы, применяемые для длительной МПК

Тип насоса	Преимущества	Недостатки
Пульсирующий (пневматический, электромеханический, электромагнитный, электрогидравлический). ИС (CardioWest, AbioCor) ИЖС (IVAD, Heart Mate XVE, T Novacor, Lion Heart и др.)	Формирует физиологический поток. Снижает нагрузку на ЛЖ. Пациенты с пульсирующими насосами показывают лучшее восстановление миокарда, чем с непульсирующим насосом.	Конструктивная сложность. Большие габариты и вес (0,8–1,2 кг). Имплантация ИЖС в брюшную полость. Большое потребление энергии. Невысокие надежность и ресурс (0,51 замены устройств/пациента в год). Высокая стоимость системы.
Непульсирующий ИЖС (центростремительный, осевой, диагональный). Heart Ware, Terumo CP, НМШ, НМШ, Jarvik 2000, Incor, отечественный осевой насос АВК-1 и др.	Малые габариты и вес (100–250 г). Возможность имплантации пациентам с небольшими размерами тела. Возможность имплантации в грудную полость. Низкое потребление энергии (<12 Вт). Высокие надежность и ресурс (0,06 замены устройств /пациента в год). Относительно невысокая цена (в 1,5 раза меньше, чем пульсирующего насоса).	Меньшая разгрузка ЛЖ. Проблемы с открытием аортального клапана. Проблемы с присасыванием входной канюли. Проблемы с регургитацией при остановке насоса и низких оборотах ротора.

- При разработке новых имплантируемых систем МПК уделяется особое внимание уменьшению объема хирургического вмешательства при имплантации, что подразумевает миниатюризацию систем, возможности проведения процедуры имплантации без искусственного кровообращения,

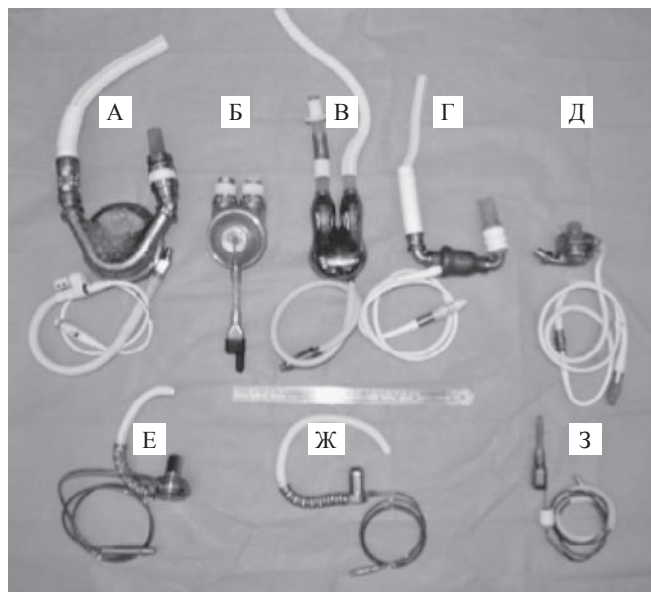


Рис. 4. Прогресс миниатюризации насосов МПК на фирмах Thoratec и Heart Ware (США): А – Heart Mate XVE; Б – Thoratec PVAD; В – Thoratec IVAD; Г – Heart Mate II; Д – Heart Mate III; Е – Heart Ware; Ж – Heart Ware MVAD; З – Heart Ware Longhorn

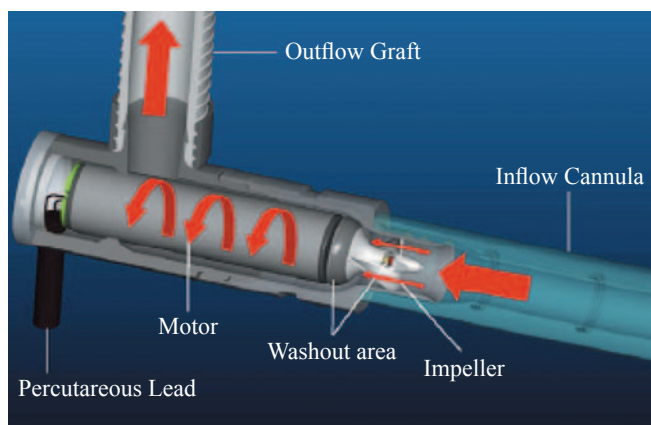


Рис. 5. Миниатюрный осевой насос Synergy Pocket Micro-pump

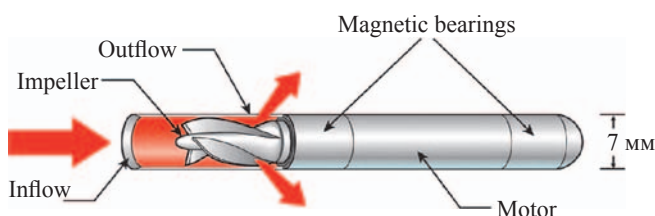


Рис. 6. Схема работы детского насоса PediPump

снижение стоимости аппаратов, а также операционных и постоперационных расходов.

- Разработка совершенных методов *in vitro* и *in vivo* доклинической оценки устройств с разработкой нормативных стандартов.
- Разработка показаний к применению МПК в педиатрической практике.
- Проведение клинических испытаний опытных образцов.

Процесс миниатюризации насосов МПК определяется прежде всего внедрением данной технологии в лечение новорожденных и детей в возрасте до 10 лет. Кроме того, уменьшение габаритов насоса может значительно расширить возможности их имплантации. На рис. 4 в качестве примера приведены этапы миниатюризации насосов непulsирующего потока, разработанных Thoratec и Heart Ware [11].

Получены первые клинические результаты имплантации самого миниатюрного на сегодняшний день осевого насоса Synergy Pocket Micro-pump (рис. 5) с помощью минимально инвазивной хирургии (без стернотомии) [12].

Не менее перспективная разработка миниатюрного насоса PediPump [13] предназначена для двухэтапной трансплантации сердца у детей (рис. 6).

Среди новых технологий МПК в последние годы отмечается повышенный интерес к разработке систем хронической аортальной контрпульсации (АК), которая, как показали экспериментальные и первые клинические исследования [14], при длительной работе нормализует коронарный кровоток у пациентов NYHA Class III и Class IV и способствует восстановлению миокарда. Наиболее интересной системой длительной АК является аппарат C-PULSE [15] – экстрааортальный насос-баллончик, не имеющий прямого контакта с кровью, который может использоваться без какой-либо антикоагулянтной терапии (рис. 7).

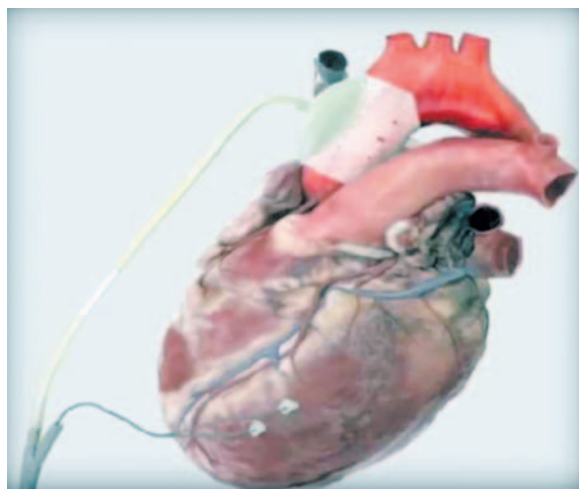


Рис. 7. Система экстрааортальной контрпульсации C-PULSE

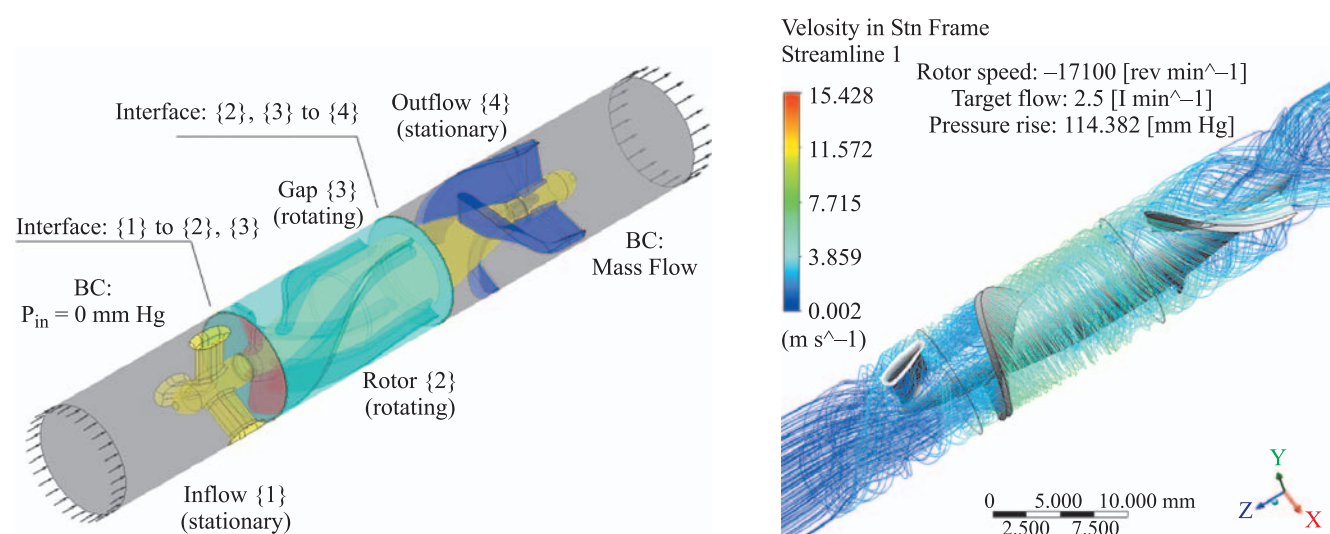


Рис. 8. Моделирование течения крови в каналах осевого насоса АВК-1

МЕТОДЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ И ИССЛЕДОВАНИЯ СИСТЕМ МПК

При разработке новых систем МПК, как правило, используются следующие основные этапы.

- Математическое моделирование процессов течения крови в каналах сложной геометрии с использованием методов вычислительной гидродинамики (CFD – computational fluid dynamics).
- Физическое моделирование взаимодействия желудочков сердца и вспомогательных насосов на гидродинамических аналогах сердечно-сосудистой системы.
- Эксперименты на биологических моделях.

Примером может служить проектирование отечественных имплантируемых осевых насосов (ОН), выполненное в ФГБУ «ФНЦТИО им. ак. В.И. Шумакова» в последние годы [16].

В частности, для оптимизации конструкции насоса с точки зрения минимизации травмы крови и областей стагнации и рециркуляции потока была построена математическая модель течения крови внутри каналов осевого насоса АВК-1 (рис. 8).

Аналогично проводилось моделирование течения крови во вновь разрабатываемом детском осевом насосе. На основе модельных исследований была синтезирована трехмерная конструкция детского насоса (рис. 9) и разработан макет этого насоса (рис. 10).

На этапе физического моделирования проводились исследования на гидродинамическом стенде (рис. 11, 12), имитирующем левый желудочек сердца (ЛЖ), аорту, периферическое сопротивление и вену. Изучали взаимодействие осевого насоса, подключенного по схеме «левый желудочек–аорта», в условиях нормы и модели сердечной недостаточности (рис. 13).

На финальном этапе проведена серия хронических экспериментов на телятах по исследованию

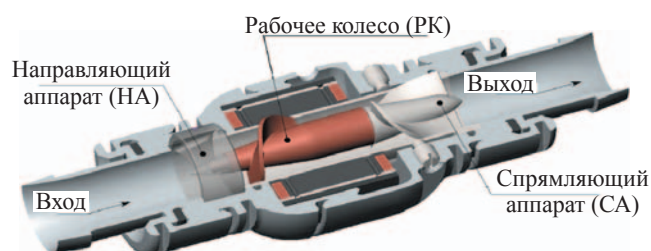


Рис. 9. Трехмерная модель конструкции детского насоса



Рис. 10. Макет детского насоса в сравнении с осевым насосом АВК-1

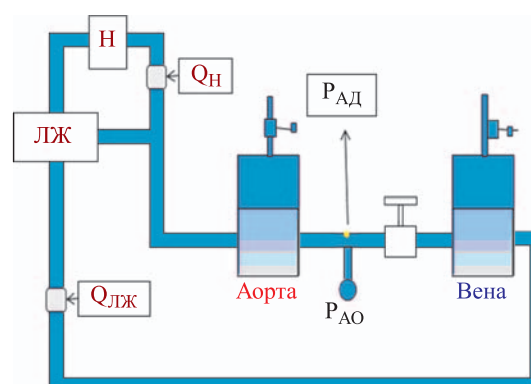


Рис. 11. Схема гидродинамического стенда



Рис. 12. Фотография гидродинамического стенда с системой управления ИЛЖС

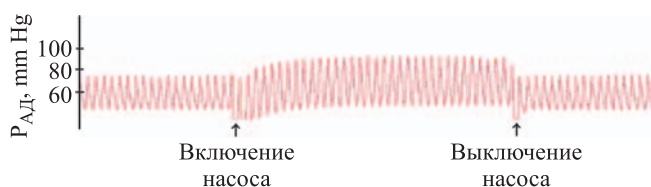


Рис. 13. Динамика артериального давления при моделировании сердечной недостаточности и подключении вспомогательного насоса ($Q_c = 2,8$ (исход) / $3,2$ (после вкл. ОН) ОН = $4,2$ л/мин, $Q_{\text{общ}} = 7$ л/мин)



Рис. 14. Теленок с паракорпоральным подключением осевого насоса АВК-1



Рис. 15. Теленок с бивентрикулярным обходом сердца

работы системы МПК на живом объекте. Основная цель данных экспериментов – оценить образование тромбов внутри насоса и подводящих магистралей, а также степень износа подшипниковой пары осевого насоса. В процессе данных экспериментов проводилась модификация отдельных узлов насоса (рабочего колеса, спрямителя потока, подшипниковой пары). В финальной преclinical серии экспериментов было показано надежное функционирование системы и насоса без образования тромбов и без следов износа подшипниковой пары. На рис. 14 приведен один из длительных экспериментов на теленке (114 дней). Успешная апробация системы АВК-1 на экспериментальных животных позволила перейти к испытаниям системы в клинических условиях. Надежная работа системы АВК-1 в течение 90 дней позволила благополучно выполнить ТС вторым этапом пациенту с ДКМП [17].

В настоящее время проводится серия экспериментов по бивентрикулярному обходу сердца для лечения больных с бивентрикулярной сердечной недостаточностью. При этом для реализации данной программы выбрана схема: ОЛЖ с имплантацией одного насоса в грудную полость теленка и паракорпоральным подключением другого насоса по схеме «правый желудочек–легочная артерия». На фотографии приведен один из последних экспериментов данной серии (рис. 15).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

МПК становится признанной технологией лечения больных с ТФСН, которым по ряду причин отказано в трансплантации сердца. Использование данной технологии призвано улучшить качество и продолжительность жизни пациентов.

Всесторонняя оценка перспективных технологий МПК должна основываться на детальном анализе эффективности, безопасности и экономической доступности. Основное направление развития систем МПК предусматривает их широкое клиническое использование, уменьшение объема хирургического вмешательства, увеличение экономической эффективности, и в конечном итоге, принятие устройств МПК в стандартный набор методов лечения больных ТФСН.

Наша страна утратила передовые позиции, достигнутые на начальном этапе разработки систем МПК в 70–80-е гг. Однако последние успешные исследования и разработки имплантируемых осевых насосов позволяют надеяться на то, что отечественные системы МПК обеспечат независимость нашей страны от импортной продукции и дадут возможность сделать высокотехнологичную медицинскую помощь более доступной.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ / REFERENCES

1. Anderson DW. Blood pump: the technologies and markets in transformation. *Artif. Organs*. 2001; 25: 406–441.
2. <http://www.dhzb.ru/statistika.htm>.
3. Muntwyler J, Abetel G, Gruner C, Follath F. One-year mortality among unselected outpatient with heart failure. *Eur Heart J*. 2002; 23: 1861–1866.
4. Pennington DG. Mechanical circulation support for acute heart failure. *The Annals of Thoracic Surgery*. 2001; 71: S59–S59.
5. Spencer FC, Eiseman B, Trinkle JK. Assisted circulation for cardiac failure following intra-cardiac surgery with cardiopulmonary bypass. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1965; 49: 56–73.
6. Kirklin K, Naftel D, Kormos R, Stevenson LW, Paganini FD, Miller MA et al. The Fourth INTERMACS annual Report: 4,000 implants and counting. *J Heart Lung Transplant*. 2012; 31 (2): 117–126.
7. Kavarana MN, Pessin-Minsley MS, Urtecho J, Catanesse KA, Flannery M, Oz MC, Naka Y. Right ventricular dysfunction and organ failure in left ventricular assist device recipients: a continuing problem. *Ann Thorac Surg*. 2002; 73: 745–750.
8. Dipla K, Mattiello J, Jeevanandam V, Houser SR, Margulies KB. Myocyte Recovery After Mechanical Circulatory Support in Humans With End-Stage Heart Failure. *Circulation*. 1998; 97: 2316–2322.
9. Lenneman AJ, Birks EJ. Treatment Strategies for Myocardial Recovery in Heart. *Failure Curr Treat Options Cardio Med*. 2014; 287: 1–9.
10. Kirklin JK, Naftel DC, Kormos RL, Stevenson LW, Paganini, Miller MA, Baldwin JB, Young JB. Fifth INTERMACS annual report: Risk factor analysis from more than 6,000 mechanical circulatory support patients. *J Heart Lung Transplant*. 2013; 32: 141–156.
11. Giridharan GA, Lee TJ, Ising M, Soddeski MA, Koenig SC, Gray LA, Slaughter MS. Miniaturization of Mechanical circulatory support systems. *Artif Organs*. 2012; 36: 731–758.
12. Klotz S, Meyns B, Simon A, Wittwer T, Rahmanian P, Schlensak C et al. Partial Mechanical Long-Term Support with the CircuLite® Synergy® Pump as Bridge-to-Transplant in Congestive Heart Failure. *Thorac Cardiovasc Surg*. 2010; 58, Suppl. 2: S173–S178.
13. Duncan BW, Dudzinski DT, Gu L, Mielke N, Noecker AM, Kopschak MW et al. PediPump: Development Status of a New Pediatric Ventricular Assist Device: Update II. *ASAIO J*. 2006; 52: 581–587.
14. Hayward CS, Peters WS, Merry AF. Chronic extra-aortic balloon counterpulsation: first-in-human pilot study in end-stage heart failure. *J Heart Lung Transplant*. 2010; 29: 1427–1432.
15. Slales VL, McCarthy PM. Understanding the C-pulse device and its potential to treat heart failure. *Curr Heart Fail Rep*. 2010; 7: 27–34.
16. Иткин ГП, Шемакин СЮ, Шохина ЕГ, Бурцев ВИ, Аврамов ПБ, Волкова ЕА и др. Результаты экспериментальных исследований на телятах первого отечественного имплантируемого осевого насоса. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2013; 3: 49–58. Itkin GP, Shemakin SYu, Shokhina EG, Burtsev VI, Avramov PV, Volkova EA et al. Rezul'taty eksperimental'nykh issledovaniĭ na telyatakh pervogo otechestvennogo implantiruemogo oseвого nasosa. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov = Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2013; 3: 49–58.
17. Гоме СБ, Иткин ГП, Шемакин СЮ, Саитгареев РШ, Попцов ВН, Захаревич ВМ и др. Первый опыт клинического применения отечественного аппарата вспомогательного кровообращения на базе имплантируемого осевого насоса для двухэтапной трансплантации сердца. *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. 2013; 3: 92–101. Gautier SV, Itkin GP, Shemakin SYu, Saitgareev RSh, Poptsov VN, Zakharevich VM et al. Pervyi opyt klinicheskogo primeneniya otechestvennogo apparata vspomogatel'nogo krovoobrashcheniya na baze implantiruemogo oseвого nasosa dlya dvukhetapnoi transplantatsii serdtsa. *Vestnik transplantologii i iskusstvennykh organov = Russian Journal of Transplantology and Artificial Organs*. 2013; 3: 92–101.

Статья поступила в редакцию 30.06.2014 г.